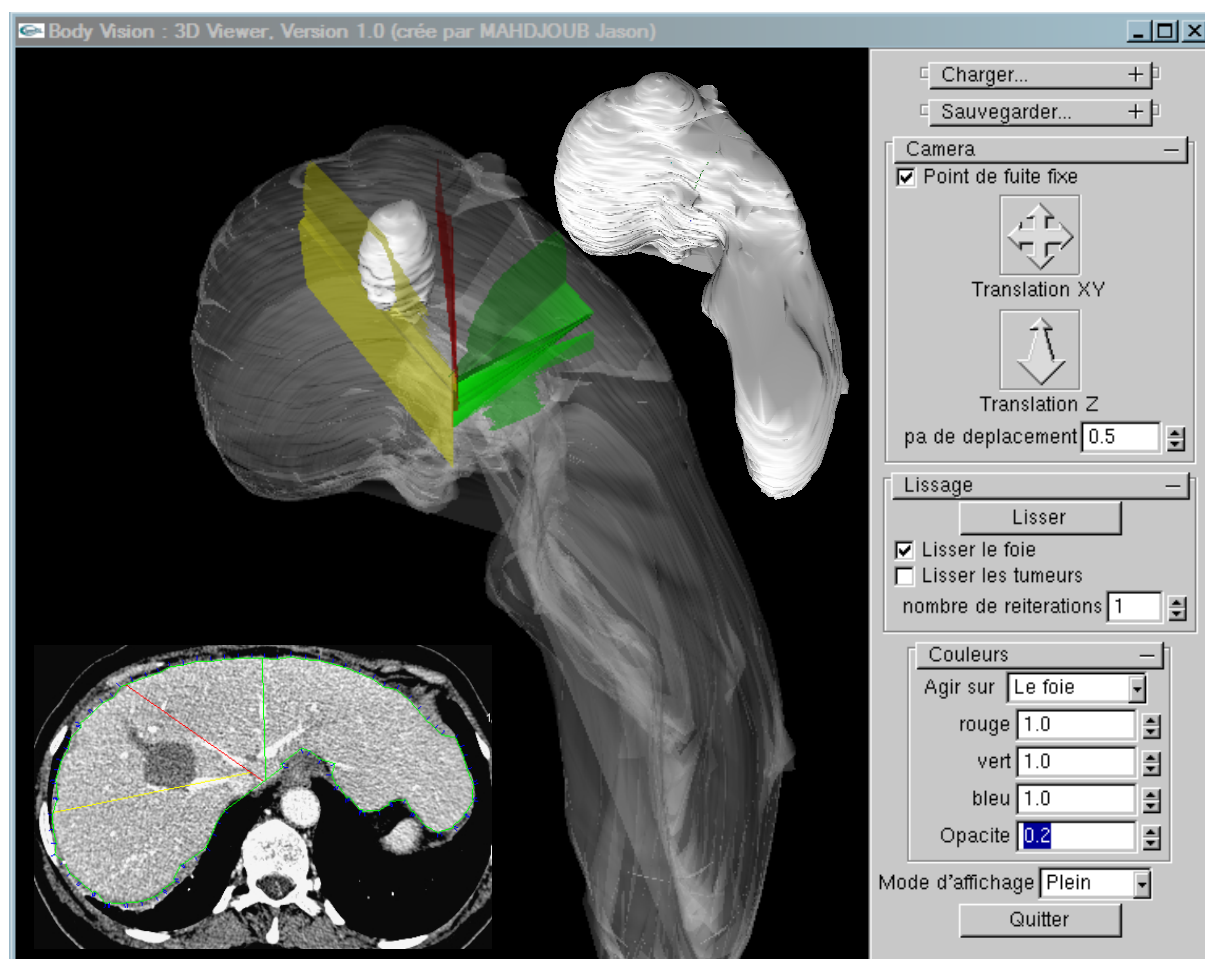


RAPPORT DE STAGE

Représentation du foie en 3 dimensions à partir de coupes de scanner.



MAHDJOUB JASON

Projet dirigé par le professeur Claude Marcus du 5 avril au 16 juillet 2004.



CHU Robert Debré

Hôpital de Reims
Service radiologie imagerie
médicale



Reims – Châlons – Charleville

Rue des Crayères
51100 Reims
France

Merci au professeur Claude Marcus pour m'avoir permis de réaliser ce stage,

merci à Eric BITTAR, responsable de mon projet,

merci aux professeurs Laurent Lucas, Philippe Vautrot et Jean-Michel Nourrit,
du L.E.R.I., pour leur conseils précieux,

merci à mon collègue de travail et mon camarade de classe, Nicolas Pigal,

merci à l'IUT et à tous ses professeurs qui nous ont permis d'avoir une bonne
formation,

merci à tous ceux qui nous accueillis à l'hôpital,

merci à mes amis et mes parents qui méritent d'être remerciés à chaque occasion
puisque'ils sont toujours là,

INTRODUCTION 5

LE MILIEU DE TRAVAIL 6

L'ORGANISATION GENERALE	6
<i>Le parcours du malade</i>	6
« La salle d'analyse ».....	6
L'ECOGRAPHIE.....	9
L'ANGIOGRAPHIE	10
LE SCANNER.....	11
L'IRM	13
CONCLUSION.....	14

LE STAGE 15

INTRODUCTION	15
ORGANISATION	17
<i>Outils utilisés</i>	17
<i>Structuration du code</i>	17
<i>Recherches</i>	19
<i>Choix</i>	22
TRAITEMENT DES IMAGES	24
<i>lissage : Nagao Like optimisé</i>	24
<i>Binarisation</i>	24
<i>Ouverture</i>	25
<i>Optimisation</i>	26
DETECTION DU POURTOUR DU FOIE.....	27
<i>Suivit de contour</i>	27
<i>Passage à l'image suivante</i>	27
<i>Détections des anomalies</i>	27
<i>Ajustement manuel</i>	28
DETECTION DU POURTOUR DE LA TUMEUR.....	29
LA SEGMENTATION HEPATIQUE.....	29
REPRESENTATION EN 3D.....	32
<i>Maillage</i>	32
<i>Lissage</i>	33
AMELIORATIONS A APPORTER	34
<i>Segmentation et déploiement du serpent</i>	34
<i>Détection des anomalies et affinage des outils de détection de pourtour</i>	34
<i>Maillage</i>	34
<i>Lissage</i>	34

CONCLUSION 35

Retrouvez le manuel d'utilisation du logiciel BodyVision en fin de rapport.

Introduction

Mon stage a été effectué au CHU Robert Debré de Reims. J'ai été sous la tutelle du professeur Claude Marcus, dans le service d'imagerie médicale de l'hôpital. Il sera décrit en première partie de ce mémoire, le milieu de travail dans lequel je baignais, le fonctionnement du service. En deuxième partie y sera présenté mon stage dans ses détails.



Le milieu de travail

L'organisation générale

Le parcours du malade

Un patient arrive pour faire une radio. Il a été envoyé par son médecin traitant, ou un urgentiste, pour des raisons préventives ou ciblées. Il passe, bien sûr, d'abord par le secrétariat pour des raisons administratives. Après s'être mis à la suite d'une file d'attente (sauf cas d'urgence), il est pris en charge par le service. La radio est faite sur des endroits du corps précis selon les exigences du médecin. Elle est sauvegardée dans le serveur de l'hôpital, et envoyée au service qui analyse ces radios. Un radiologue se charge de commenter les résultats via un dictaphone. La cassette est ensuite écoutée par une « secrétaire qualifiée » qui va taper le rapport du médecin.

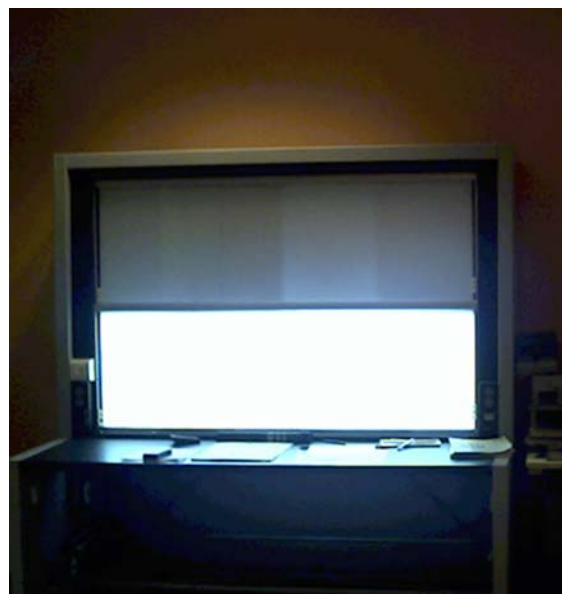
Le patient reçoit ses radios (plus souvent maintenant sur CD que sur film pour des raisons économiques), et le compte rendu du radiologue. Il peut retourner voir le médecin qui l'a envoyé faire cette radio.

« La salle d'analyse »

Comme il a été dit, les radios sont envoyées au service, concentré en une salle, chargé de les traiter. C'est dans cette salle que j'ai effectué tout mon travail.

Plusieurs outils sont mis à disposition des médecins :

Bien sûr, il y a les traditionnels tableaux lumineux permettant de visionner les radios imprimées.



Il y a aussi deux stations de travail dotées, chacune, de deux écrans monochromes, placés en hauteur, d'une très grande précision. Elles servent à visionner les radios numérisées. Les spots des deux écrans sont quasi-imperceptibles à l'oeil nu, ce qui donne l'impression d'avoir une feuille devant soi. Les stations DELL elles-mêmes sont assez puissantes pour pouvoir faire défiler les images de scanner ou d'IRM¹, en temps réel. Elles sont équipées d'un processeur Intel XEON.



D'autres stations de travail sont mises à disposition, mais cette fois avec des écrans en couleur.

La station sur l'image de droite sert surtout pour les angiographies (décrites plus tard).



¹ IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

Voici la machine sur laquelle je travaillais. En dehors de mon utilisation, elle servait à numériser¹ les films grâce à l'appareil visible sur la partie de gauche de la photo. Son utilisation était assez rare puisque les médecins se servent beaucoup de supports numériques.

L'ordinateur est une bonne machine : Il s'agit d'un appareil de marque Dell, avec écran plat 19", processeur Intel Pentium 4 2.6 GHz, 512 Mo de mémoire vive, 60 Go de disque dur, le tout fonctionnant sous Windows XP Professionnel. J'avais à ma disposition la meilleure machine de la salle, puisqu'elle venait d'être remplacée. Il m'avait été mis aussi à disposition l'accès à Internet, ce qui m'a été très utile pour mes recherches.



Ces machines servent à imprimer une radio numérique sur un film. Elles ont chacune une taille de film spécifique.



¹ Numériser : conversion d'un signal ou d'une grandeur ayant une variation continue en une série de valeurs discrètes, représentées dans un ordinateur par les nombres binaires 0 et 1. Plusieurs types de grandeurs ou d'entités physiques peuvent être numérisées, comme des sons, des images, ou simplement des radios sur film.

L'échographie

Le principe de l'échographie est d'envoyer des sons à haute fréquence. Ces sons vont être réfléchis par les organes puis captés pour être digérés par un ordinateur pour donner une image en temps réel.

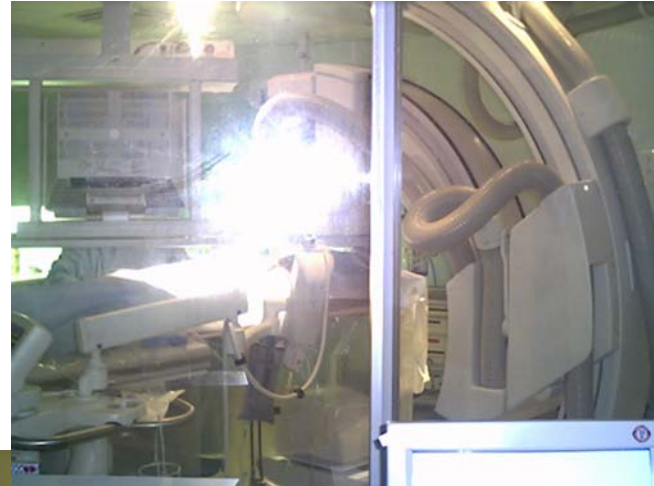
Plusieurs sondes émettrices d'ultrasons peuvent être utilisées. Ses sondes ont des formes spécifiques et émettent des sons à fréquence différente. Elles ont des utilités différentes.

Les fluides sont de bons conducteurs d'ultrasons, si bien que cette technique est utilisée pour examiner les kystes et des organes tels que la vessie, le système biliaire ou visualiser le fœtus dans le sac amniotique. L'échographie peut aussi servir aux examens du réseau artériel, du cœur, du pancréas, de la cavité péritonéale, de l'appareil urinaire, des ovaires, du système veineux, du cerveau et de la moelle épinière. C'est pourtant son utilisation pour l'examen du fœtus pendant la grossesse qui est la plus courante.



L'angiographie

L'angiographie est un procédé permettant de visualiser les veines du corps.



Le patient est anesthésié localement. Des calmants peuvent lui être donnés, mais globalement, la manipulation reste indolore. Une sonde est placée dans la veine à représenter. Il faut effectuer d'abord un calibrage de la machine. Elle envoie des rayons X pour obtenir des images en temps réel. Une fois le calibrage effectué, un produit de contraste est injecté de sorte qu'il soit fluorescent sur l'image. A ce moment là, le patient doit retenir sa respiration. Pour n'obtenir que les veines en guise de résultat, on fait une soustraction entre l'image avec produit de contraste et l'image sans le produit de contraste. Il n'en ressort que les zones où se trouve le produit de contraste : les veines. La machine utilisée coûte environ 1 Millions d'euros.

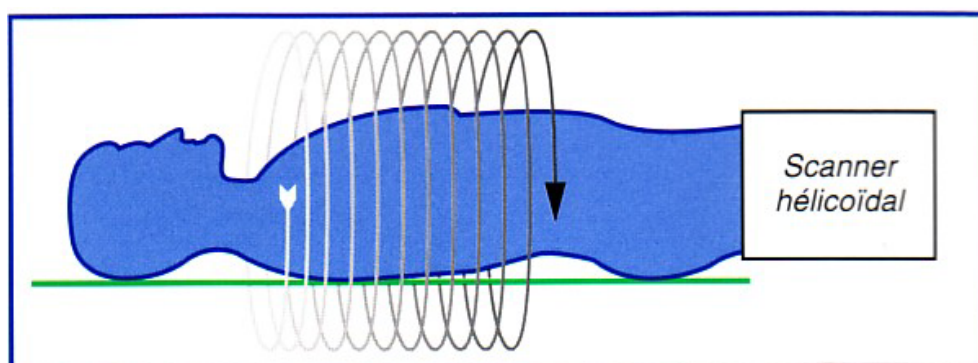


Le scanner

Un scanner comme un IRM fournit des coupes horizontales du corps humain représentées par des images de taille 512 par 512 pixels. Pour bien comprendre comment sont disposées les coupes de scanner ou d'IRM, imaginez un corps humain. Vous le découpez en deux de façon horizontale, à l'endroit qui vous intéresse. Vous prenez une photo (vue du dessus), puis vous découpez un millimètre du corps, pour prendre une nouvelle photo. Et ainsi, de suite, vous réitérez l'opération du haut vers le bas. Cette opération a déjà été effectuée par des chercheurs des Etats-Unis, avec l'accord d'un prisonnier, promettant de donner son corps à la science après son décès. Cette technique a permis d'obtenir, en couleur, un volume de données entier d'un corps humain.

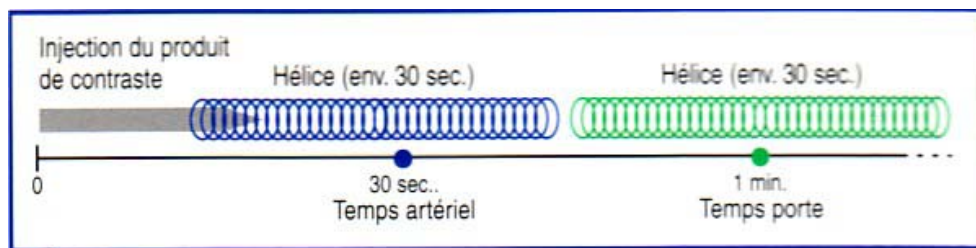
Le résultat d'un scanner n'est pas très différent. Les photos sont remplacées par les coupes de scanner (en niveau de gris), représentant les mêmes organes, pas forcément de la même manière étant donné qu'une coupe de scanner est, en fait, le résultat de mesures des pertes d'énergies de plusieurs rayons X envoyés à travers le corps, alors qu'une photo est une capture de rayons lumineux visibles à l'oeil nu. La grosse particularité du rayon X, c'est que l'on peut prendre des points de vue invisibles à l'oeil nu, ce qui, bien évidemment, évite de découper le malade pour voir ce qu'il a dedans, chose tout à fait inutile pour la préservation de la santé du patient.

Le scanner du CHU est un nouvel appareil plus précis et plus rapide qui venait d'être placé lors de mon arrivée en tant que stagiaire. Il s'agit d'un scanner hélicoïdal.



A l'inverse du scanner « conventionnel » qui procède à l'acquisition de l'image, coupe après coupe, le scanner hélicoïdal acquiert, en une seule fois, et de manière rapide (30 secondes, qui sont la durée d'une apnée) l'ensemble du volume à analyser. Le tube à rayon X tourne en continu pendant l'avancée progressive de la table d'examen. La précision des coupes sont de 0.75 mm d'épaisseur. Afin,

d'estomper le bruit, les coupes sont ramenées à 1 mm d'épaisseur en faisant une moyenne. A titre indicatif, ce scanner a coûté près de 6 millions d'euros. La reconstitution des images est quasi-instantanée.



Grâce à ce scanner, on peut obtenir des coupes vraiment jointives et tout l'organe à examiner peut être scanné au même moment du passage du produit de contraste utile pour localiser les veines ou les artères. Il existe deux temps après l'injection du produit de contraste : le temps artériel qui sert à mettre en évidence les artères, et le temps portal qui lui sert à mettre en évidence les veines.

Remarque : Le seul bémol à apporter par rapport aux rayons X, c'est le risque supplémentaire de cancers pour le patient. Bien sûr, tout cela est réglementé, et un patient n'a pas le droit à plus de 20 radios, ou scanners, par an. Les médecins et les infirmières sont eux-mêmes contrôlés grâce à un petit appareil mesurant les rayons auxquels ils sont exposés. S'ils dépassent un certain taux de rayons maximum par an, ils se voient obligés de se mettre en congé maladie jusqu'à la fin de l'année. Cela dit, les rayons qu'ils absorbent durant toute une année se trouvent largement inférieurs au taux maximum autorisé. Le rapport danger/santé pour le patient reste très bon, étant donné les prouesses accomplies par la médecine moderne. Il faut cependant rester vigilant face à l'abus de certains patients systématiquement désireux d'un scanner au moindre problème.

L'IRM

C'est une technique d'imagerie médicale se fondant sur les principes de la résonance magnétique nucléaire. Un gros aimant entoure le patient, le but étant de capter la résonance produite sur les électrons d'atomes d'hydrogène présents dans le corps pour en obtenir une image.

L'analyse informatique du signal transmis permet d'établir les images des organes internes en utilisant des méthodes similaires à celles qui ont été mises au point pour la radiographie aux rayons "X" ou le scanner. Il faut rappeler que durant tout la durée de l'examen, celle-ci pouvant aller jusqu'à 1 heure, le patient doit rester immobile. Pendant la prise des images, on entend un bruit de tambour ou de battement. Ce bruit ne s'intensifie pas pendant la totalité de l'examen, même si l'oreille humaine peut le percevoir autrement. Pour pallier ce problème des boules Quiés peuvent être mises à la disposition du patient. Pendant l'examen un interphone et un miroir sont utilisés par les spécialistes pour voir le patient et l'entendre. Il arrive, quelquefois, que des patients se sentent claustrophobes à l'intérieur de la machine : un faible tranquillisant leur est alors administré.

Les résultats de l'IRM sont comparables à ceux du scanner. On obtient cependant un meilleur contraste sur l'image. L'IRM est surtout utilisé pour des captures du cerveau, ou chez les enfants pour leur éviter l'exposition aux rayons X du scanner dès leur plus jeune âge.

Conclusion

L'hôpital de Reims a été inauguré en 1976. Le service radiologie imagerie médicale compte 35 manipulateurs, 5 secrétaires, 4 cadres, 2 aides-soignants et 2 brancardiers. Ce personnel est nécessaire pour faire fonctionner un scanner, un IRM, 3 échographes, 1 mammographie, une salle d'angiographie et six salles radios diagnostiques. Le CHU Robert Debré reste un bon hôpital vu sa taille et tous les services qu'il propose.

Le stage

Introduction

Mon stage a donc été effectué au CHU de Reims, sous la tutelle du professeur Claude Marcus, dans le service Radiologie Imagerie Médicale dirigé par le professeur Bernard Menanteau.

Dès septembre, j'effectuais mes recherches pour trouver un stage. L'idée de travailler à l'hôpital de Reims n'était pas vraiment un objectif, mais je n'ai jamais vraiment perdu de vue cette opportunité. J'avais travaillé l'année précédente, dans le cadre de mon stage de DUT Informatique, à l'Université de Teesside, en Angleterre, dans l'imagerie médicale. Je devais effectuer un programme capable de représenter le dos d'un patient quelconque, en 3 dimensions, à partir d'informations renvoyées par des lasers positionnés stratégiquement en différents endroits dans l'espace, afin de pouvoir trianguler ces informations et donner un résultat satisfaisant. Je m'étais tenu au courant des stages qui avaient été effectués par mes camarades de classe. Certains avaient justement travaillé au CHU Robert Debré, et leur travail ne m'avait pas laissé indifférent.

Soif de vouloir en savoir plus dans cette spécialité qu'est l'imagerie médicale, je me suis, dès lors, présenté dans ce service. De plus, mon lieu de travail était à Reims, ce qui fut très appréciable étant donné mes besoins immédiats.

Monsieur Marcus n'a pas tardé à me donner une réponse positive, et m'a tout de suite proposé un sujet :

Il m'est donné une série de coupes horizontales du foie d'un patient. Ces coupes sont fournies par le nouveau scanner Hélicoïdale de l'hôpital. Elles sont présentées dans l'ordre de la partie la plus haute à la partie la plus basse du corps. Ma mission était de créer un programme capable de trouver le foie sur chaque coupe, en y trouvant son pourtour, mais aussi le pourtour des tumeurs qu'il pouvait y avoir dans le foie. La deuxième partie consistait à trouver les veines du foie afin de départager les différents lobes (parties) du foie. Cela s'appelle la segmentation hépatique. Enfin, si j'avais terminé ces deux premières étapes, ce que Monsieur Marcus et moi-même considéraient comme déjà « pas mal », il me restait une dernière chose à faire : représenter le foie en 3 dimensions avec ses différentes parties, ainsi que ses tumeurs.

A quoi pourrait bien servir un tel outil ?

L'information importante pour un chirurgien avant de faire l'ablation d'une tumeur est donc de pouvoir bien situer cette tumeur dans le foie, et de savoir si la même tumeur se propage dans plusieurs lobes. Ainsi, le chirurgien peut prévoir son opération, décider de la meilleure marche à suivre, sans même ouvrir le patient. C'est dans ce but que j'ai voulu accomplir mon stage : faire un logiciel aussi utile que pratique.

Organisation

Dès le commencement du stage et en vue de la tâche à accomplir, des règles qui me paraissaient évidentes s'imposaient. Le souci du détail n'était pas un caprice mais bien quelque chose de nécessaire, surtout si je voulais un programme fiable. Un programme qui plante même de temps en temps est un programme qu'on finit par jeter. C'est donc un programme inutile, chose que je ne voulais surtout pas faire. Une organisation stricte et un code écrit sans laisser place au hasard étaient nécessaires.

Outils utilisés

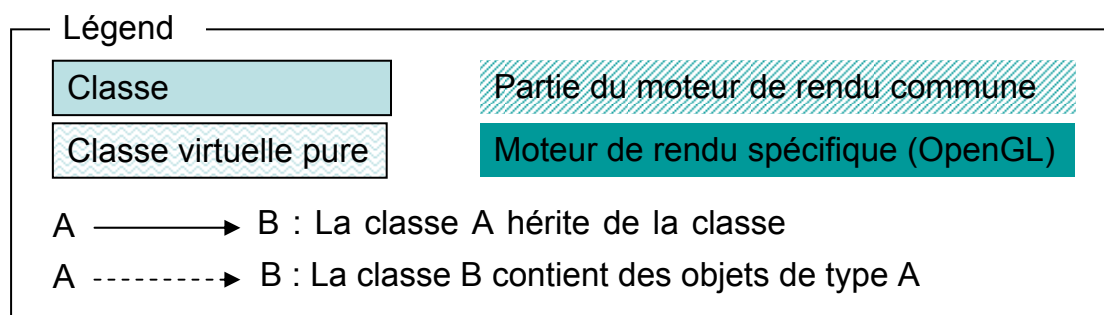
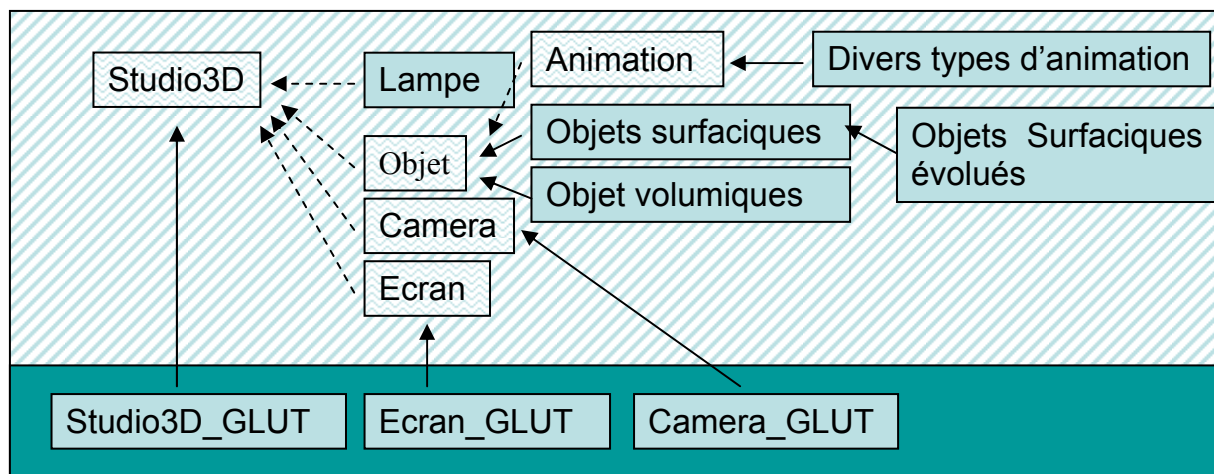
Le langage utilisé est le C++. A cela s'ajoute l'utilisation des outils suivant :

- Environnement de travail : Windows XP Professionnel
- Open GL 1.4 pour le rendu 3D hardware.
- GLUT Pour la gestion des fenêtres, des événements souris, clavier, etc.
- GLUI pour la gestion des boutons, et d'autres objets agréables à utiliser pour une interface graphique intuitive. La librairie graphique QT aurait été bien plus complète, seulement elle ne pouvait être compilée sous Windows qu'à partir de Microsoft Visual C++. Or l'hôpital ne détenait pas de licence pour ce logiciel.
- DevCpp : c'est un éditeur/compilateur C/C++ gratuit, fonctionnant sous Windows.

Structuration du code

Dès le début de la Licence Pro, je décidai de mettre en place une librairie regroupant tout le travail accompli durant l'année. Cette librairie a été développée dans le but d'éviter la redondance de code, d'avoir un moteur de rendu 3D complet et optimisé (utilisant Open GL et GLUT), d'avoir des outils de traitement numérique à disposition. Ainsi arrivé au début de mon stage, une panoplie complète d'outils dans l'affichage 3D et le traitement numérique de l'image était à ma disposition. Lors de son développement, je m'étais assuré que cette librairie serait facilement utilisable par d'autres personnes travaillant sur le même projet. Je l'ai d'ailleurs utilisée dans plusieurs de mes projets tutorés.

Schéma simplifié du moteur de rendu 3D et 2D : Studio 3D



Studio3D regroupe :

- des lampes : elles permettent l'éclairage d'une scène 3D
- des caméras
- des écrans : c'est l'endroit où est affiché le résultat du rendu 2D ou 3D. Un Ecran_GLUT est en fait une fenêtre d'affichage.
- des objets 3D: ils peuvent être animés, surfaciques ou volumiques, évolués ou pas.
- Des objets évolués : Plutôt que d'avoir un tableau de face et un tableau de sommets, on a en plus ici un tableau d'arrêtes. Les faces et les arrêtes sont organisées de sorte que l'on puisse, par exemple, trouver facilement la face adjacente à une arrête. Très utile pour le lissage ou la sub-division d'un d'objet.

Toutes les classes virtuelles pures sont à remplir selon la librairie graphique utilisée (ici OpenGL). Il peut être facilement ajouté des modules spécifiques à Microsoft DirectX en n'y inscrivant que le code nécessaire pour que le moteur utilise les bonnes fonctions de DirectX.

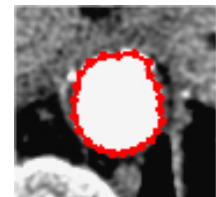
Remarque : Beaucoup d'autres librairies non spécifiées, ont été codées puis utilisées par Studio3D.

Studio3D est compilé en librairie dynamique sous Linux (.so) comme sous Windows (.dll). A noter, tout de même, que faire des librairies dynamiques sous Windows n'a pas été chose simple. Il m'a fallu presque une semaine pour bien maîtriser le processus. La productivité sur ce point n'était pas au rendez-vous mais cela évitait de se retrouver avec des gros fichiers exécutables.

Recherches

Travaux déjà effectués

Nicolas Pigal était un collègue de travail. Il travaillait dans la même salle que moi et poursuivait son stage de l'année précédente quand il passait encore son DUT. Son travail consistait à représenter en 3D l'aorte (c'est une veine) afin de détecter un anévrisme. Il utilisait, comme outil de détection des pourtours, les objets déformables (Snake). Il s'agit d'une méthode qui consiste à faire déployer un serpent sur une zone de l'image de sorte qu'il se place sur le gradient local le plus fort décrivant en fait un pourtour (voir image ci-contre). Des propriétés de courbure peuvent être mis en place de sorte que le serpent respecte une certaine forme. C'était intéressant d'avoir un algorithme à portée de main afin de se donner une idée de son efficacité.



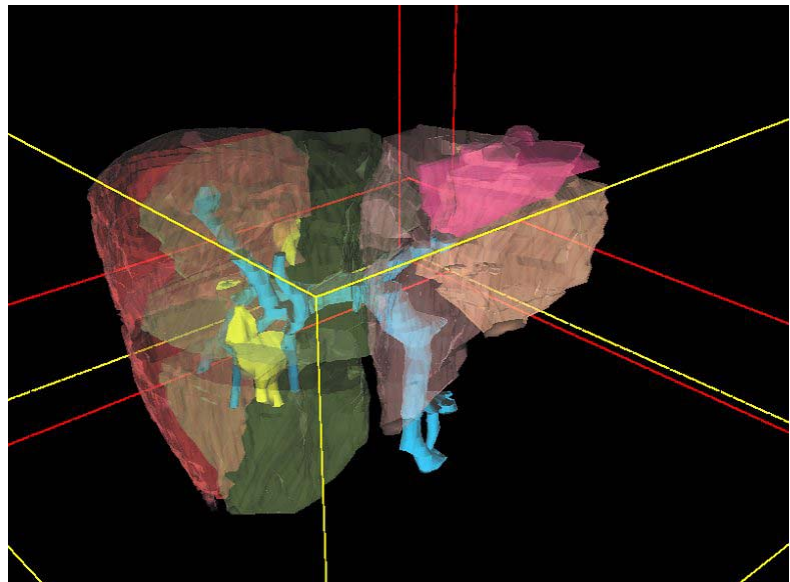
Un travail avait déjà été effectué sur la détection du foie par un étudiant, Debouzy Guillaume. Cependant, les résultats qu'il avait obtenus étaient médiocres. Je n'ai donc pas passé beaucoup de temps à étudier son code, d'autant plus que je n'avais pas la totalité du code.

recherches personnelles

Le premier mois du stage a été consacré à la recherche d'algorithmes. Je me suis servi des connaissances de mes professeurs au L.E.R.I. (Laboratoire d'Etudes et de Recherches Informatiques). Il m'a été apporté quelques algorithmes de lissages et de ré-haussement de contraste, afin de les comparer avec ceux que j'avais déjà.

J'ai aussi effectué des recherches sur Internet afin de voir si des projets similaires aux miens avaient déjà été effectués. Je suis tombé sur la thèse de chercheurs provenant des laboratoires PS et LIMSI-CNRS, dont le sujet était exactement le même que le mien. Cela fait 7 ans que des recherches ont été effectuées pour donner un résultat plus que convenable :

Segmentation hépatique selon Couinaud¹ : Voici le résultat d'une telle segmentation avec au milieu du foie, les veines qui le composent. Il est à remarquer les différentes parties du foie mises en valeur par différentes couleurs.



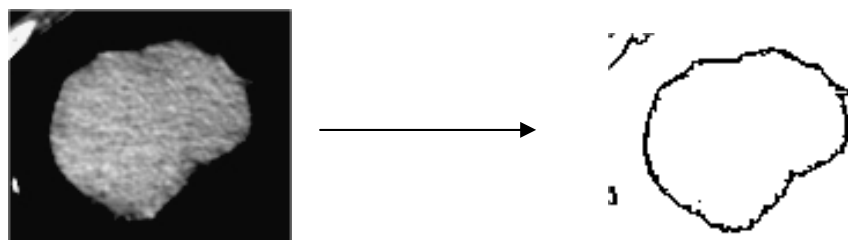
D'autres recherches ont été effectuées sur le foie. Les informations apportées étaient, certes, instructives mais ne m'en disaient pas beaucoup sur la façon dont je devais opérer.

Néanmoins, les recherches les plus importantes que j'ai effectuées ont été des recherches personnelles. Bien sûr, je me servais d'Internet pour obtenir des informations très ciblées et je demandais conseil à mon collègue de travail ou aux professeurs chercheurs du L.E.R.I. Il m'a fallu un bon moment pour trouver des algorithmes, les développer et enfin les tester.

Ma première idée pour la segmentation hépatique était la suivante :

Une binarisation de l'image est effectuée, c'est-à-dire qu'il ne reste plus que 2 couleurs dans l'image : le noir et le blanc. Le but est d'avoir une image où seuls les pourtours sont affichés en noir.

Extraits d'une coupe abdominale



¹ Couinaud : « le foie, études anatomiques et chirurgicales » Masson 1957

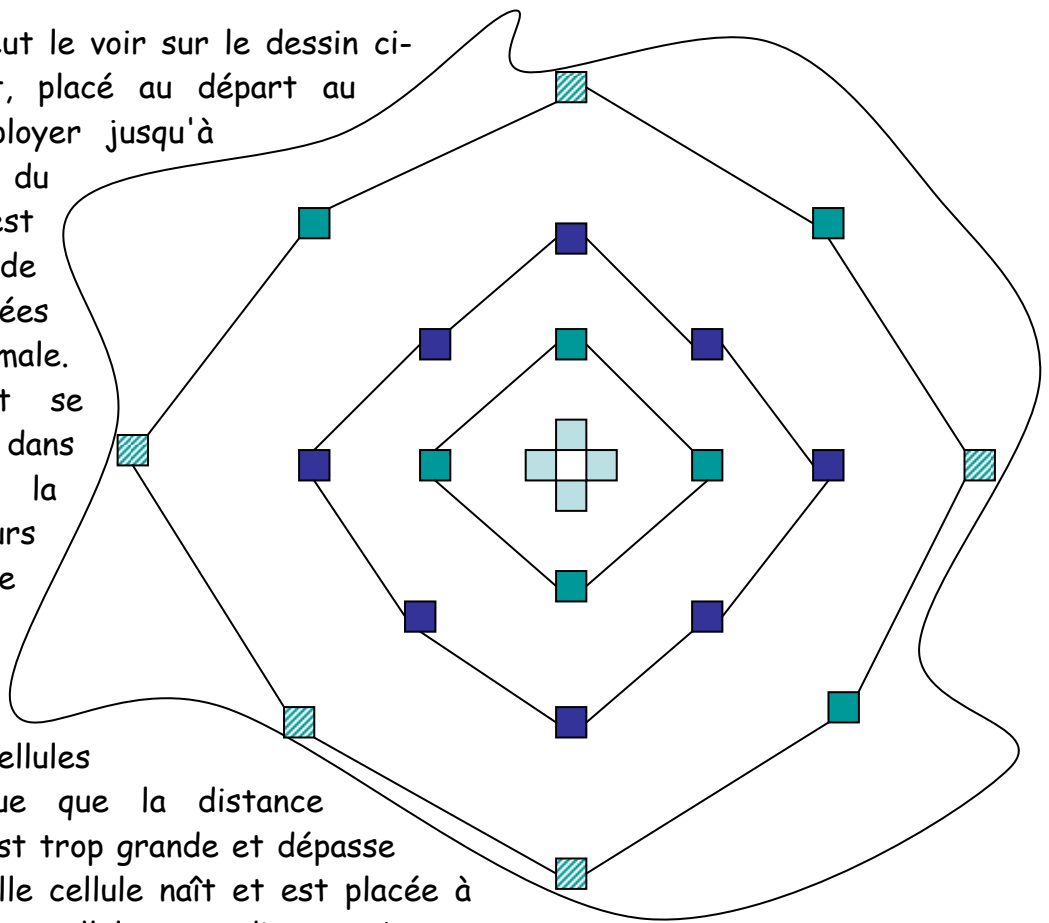
La deuxième partie consiste à trouver le pourtour du foie. Pour ce faire, il me vint une idée qui ressemblait beaucoup à l'algorithme des objets déformables alors que pourtant, je ne m'en étais pas inspiré. Le principe est simple. L'utilisateur indique (seulement pour la première image), avec la souris, le centre approximatif du foie par un clic. Un serpent est placé en ce point :

Comme on peut le voir sur le dessin ci-contre, le serpent, placé au départ au centre, va se déployer jusqu'à atteindre les bords du

foie. Le serpent est composé au départ de 4 cellules dotées chacune d'une normale. Ces cellules vont se déplacer une à une dans l'image, selon la direction de leurs normales, pour ne s'arrêter qu'à la détection d'un pourtour (ici, ce sont les cellules

hachurées). Lorsque que la distance entre les cellules est trop grande et dépasse un seuil, une nouvelle cellule naît et est placée à équidistance des deux cellules trop distante. Le processus

est renouvelé jusqu'à ce que toutes les cellules soient placées sur un bord. Pour la coupe suivante, le serpent plaqué, sur le pourtour du foie de la coupe courante, est copié, rétréci de quelques pixels (pour le cas où le foie ai rétrécit), puis redéployé de sorte qu'il se replace sur les pourtours du foie de la nouvelle coupe. Des paramètres de densité de cellules, pour une modularité de la précision, peuvent être changés.



D'autres recherches ont été effectuées, mais pour le déploiement d'un serpent en 3 dimensions. Toutes les coupes sont représentées par un volume de données en 3D. Une binarisation est encore effectuée mais avec un filtre en 3 dimensions. Le serpent se déploie non pas avec 4 cellules de départ mais 6, dans un espace 3D. Une fois l'opération terminée, il est plaqué sur l'intégralité du pourtour du foie.

Beaucoup de recherches ont été effectuées, mais ce qu'il faut savoir, c'est que la tâche n'était pas simple : Les pourtours du foie n'étaient pas toujours nets et le foie se mélangeait parfois avec d'autres organes du corps comme le cœur, la rate et autres. Cela rendait difficile sa détection et des outils puissants devaient être mis en place, de manière à faire intervenir le moins possible l'utilisateur.

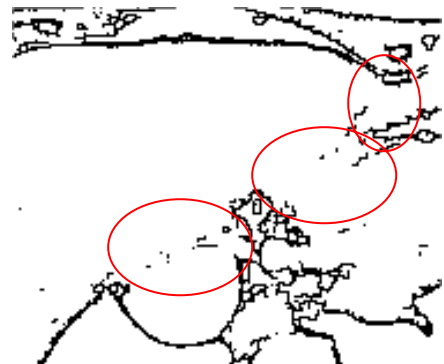
Choix

Une fois mes recherches terminées, il me fallait choisir entre les modèles déformables (Snake), le serpent 2D, ou le serpent 3D.

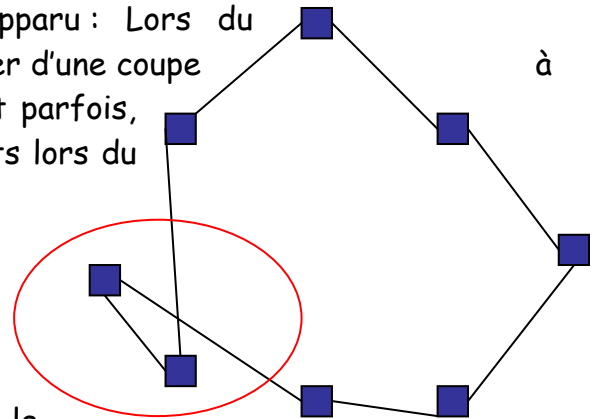
J'avais testé le Snake de mon collègue. Il y avait des améliorations à apporter étant donné qu'il n'était pas développé à la base pour la détection du foie mais pour la détection de l'aorte. Mais ce qui m'a le plus rebuté, c'est que de temps en temps et de façon intempestive, le serpent partait dans tous les sens pour donner une figure ne rassemblant à rien.

J'avais aussi testé mon serpent 2D. Les résultats étaient pas mal, mais des défauts apparaissaient :

- Le pourtour n'était pas toujours plaqué correctement sur le foie. Il s'agit là d'un défaut mineur car M. Marcus m'avait précisé que la détection du pourtour exact du foie ne l'intéressait pas.
- Le serpent sortait parfois du foie, et là le défaut ne pouvait pas être ignoré. Cela était dû au fait qu'au niveau de la binarisation, il y avait des blancs quant à la représentation des pourtours du foie. Des améliorations devaient être aussi apportées à ce niveau là.



- Enfin, un autre problème était apparu : Lors du rétrécissement du serpent pour passer d'une coupe à l'autre, des cellules s'entremêlaient parfois, ce qui donnait des résultats aberrants lors du redéploiement de ce même serpent.



Le serpent 3D a été développé en partie mais n'a jamais été testé. Face aux problèmes d'intégrité des cellules que le serpent 2D pouvait avoir, il aurait été bien plus compliqué de gérer le serpent en 3D. De plus, cela induisait un chargement dans la mémoire de 500 images (512 par 512 pixels), ce qui, malgré la puissance des ordinateurs présents dans le service, aurait été fastidieux à traiter. La solution du serpent 3D était dès lors écartée.

Il ne me restait plus qu'à choisir entre les modèles déformables et mon algorithme. Les modèles déformables étaient une technique qui avait déjà fait ses preuves mais qui posait certains problèmes de développement, problèmes décrits précédemment. Ma méthode n'avait aucun précédent (du moins à ma connaissance), ce qui rendait le pari un peu risqué quant à l'efficacité du programme. La réflexion a été longue et il y a eu beaucoup d'hésitation, mais c'est pour mon algorithme que j'ai tranché. J'ai préféré développer un algorithme qui provenait de mon imagination dont je connaissais exactement les défauts. De plus, cela me donnait l'occasion de développer un code différent de ceux déjà développés pendant les stages précédents. Pour sûr, il ne s'agissait pas d'un caprice, car j'étais près à abandonner un algorithme sur lequel j'ai beaucoup travaillé. Ça a, d'ailleurs, été chose faite pour d'autres algorithmes accomplis pendant la durée de mon stage. Comme, je l'ai déjà dit, je ne devais jamais perdre de vue mon but principal, en pensant que c'était du gâchis que de laisser tomber du travail déjà accompli.

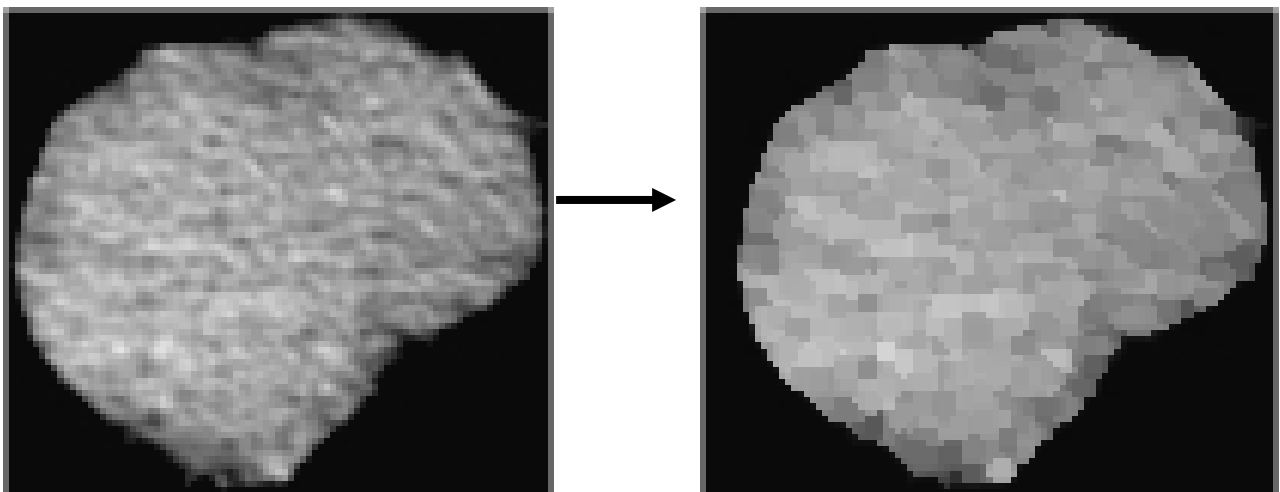
Traitement des images

Afin de pouvoir fournir à l'algorithme des images binarisées sur lesquelles il peut se déployer, une série de filtres doivent être mis en place.

lissage : Nagao Like optimisé

Les images fournies par le scanner présentent du bruit pouvant perturber la détection du pourtour. Une première idée serait de faire un lissage de l'image avec une moyenne. Mais cela aurait pour effet, aussi, d'adoucir les contours, chose que l'on veut absolument éviter. Un algorithme bon en lissage et en préservation de contour est alors utilisé : Nagao Like. Cet outil dispose de plusieurs filtres. Il s'agit de plaquer le meilleur filtre pour chaque pixel de sorte que le contour soit le mieux préservé, en recherchant l'écart type local, calculé sur chaque filtre, le plus faible.

Voici un exemple de ce que peut donner le filtre Nagao Like :



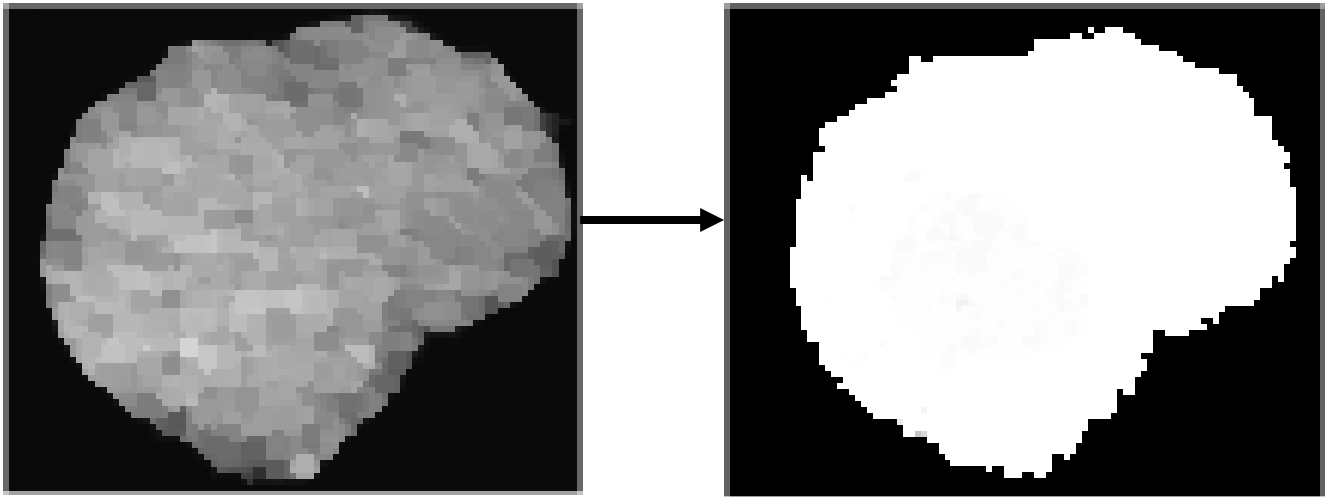
Une version optimisée de Nagao Like a été implémentée de sorte que l'algorithme met en moyenne 100ms pour être effectué sur une image de 512 par 512 pixels.

Binarisation

Comme il a déjà été expliqué précédemment, une binarisation est ensuite effectuée.

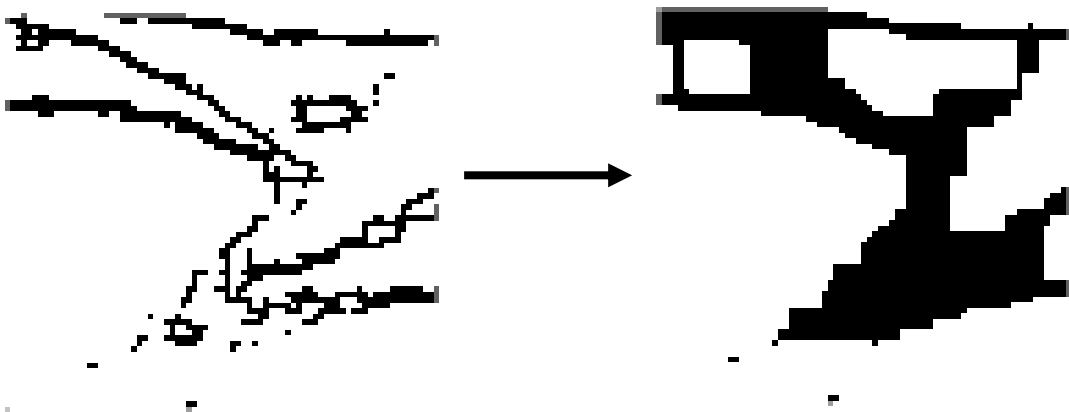
Sur un voisinage carré 3x3, on recherche les minimums et maximums rencontrés. Si la différence entre le maximum et minimum est supérieure à la valeur du pixel courant, la couleur noire est renvoyée. De même, une valeur

moyenne des couleurs du foie a été calculée auparavant. Si la couleur du pixel courant est trop éloignée de cette moyenne, la couleur noire est renvoyée. Pour la plupart des cas, cela évite d'avoir le foie qui se mélange avec d'autres organes. Si aucun de ces cas ne s'est avéré vrai, la couleur blanche est enregistrée. On a donc comme résultat une image en noir et blanc :



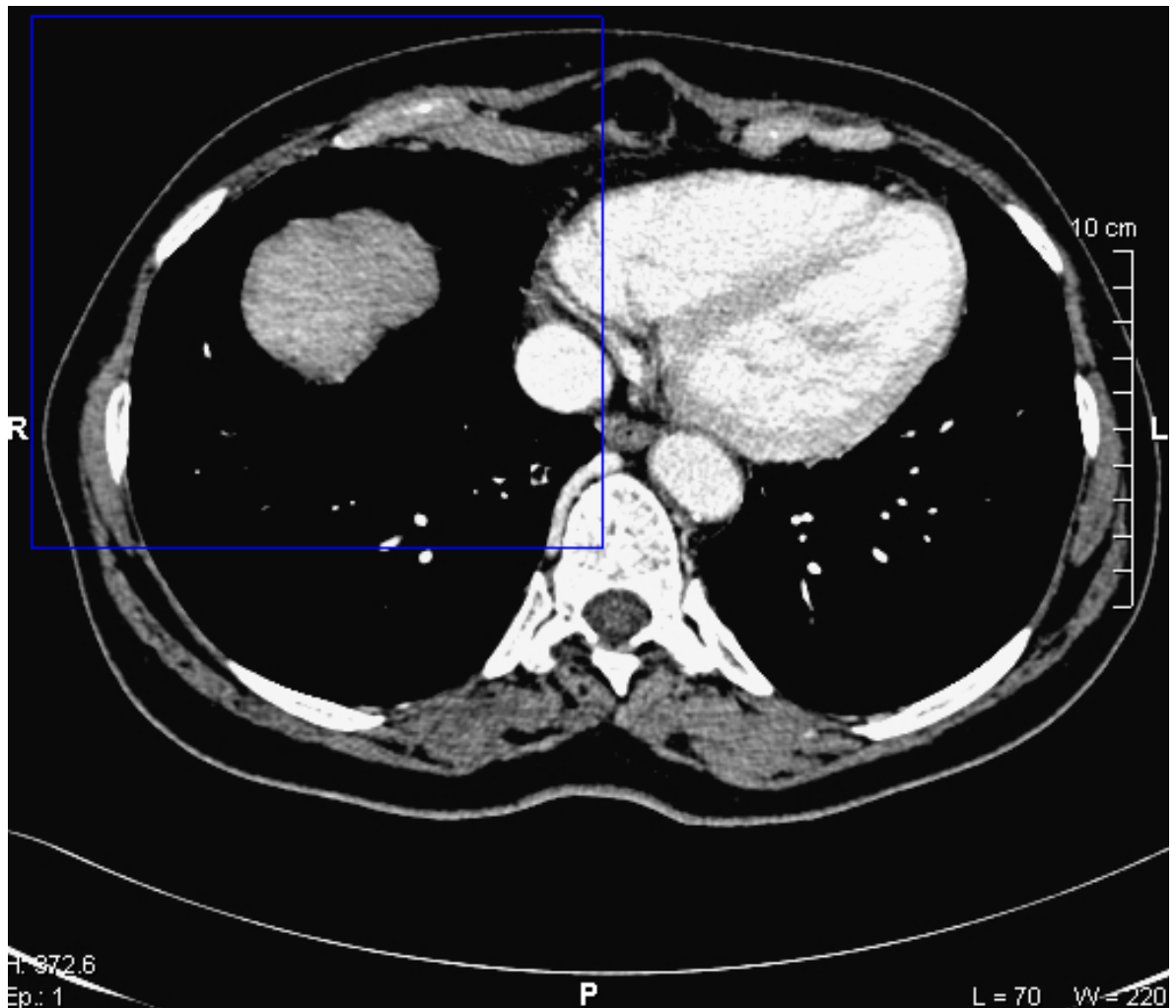
Ouverture

Afin de renforcer les contours et d'y éliminer les trous, une ouverture est ensuite appliquée avec un voisinage carré 7x7. L'ouverture est en fait l'application d'une érosion suivie d'une dilatation. L'érosion est la recherche sur un voisinage de la valeur minimum. La dilatation est la recherche du maximum.



Optimisation

Les filtres décrits précédemment s'appliquent à toute l'image. Tous les pixels de l'image ne sont pourtant pas utiles. De plus, avec un voisinage de 7 pixels de côté, le temps de calcul par image n'est pas négligeable (moins d'une seconde). Il est possible de définir un cadre où les calculs s'y opéreront. Ainsi, selon les cas, on peut gagner jusqu'à 50% de rapidité.



(Ici, le cadre est représenté en bleu)

Détection du pourtour du foie

Une fois la segmentation de l'image effectuée, il reste à détecter le pourtour du foie. Pour se faire, via la souris, le centre approximatif du foie est indiqué. Il y sera placé un premier serpent qui sera déployé comme il a été décrit précédemment dans la section recherche. Une série d'améliorations de la détection du contour se met, par la suite, en place.

Suivi de contour

Le suivi de contour a été imaginé dans le but de combler les trous dans la détection du pourtour. Toutes les cellules sont parcourues. Lorsque la distance entre deux cellules est trop importante, l'algorithme de suivi de contour est activé entre ces deux cellules.

Comme son nom l'indique, on part d'une cellule et on suit le contour auquel elle y est accrochée jusqu'à atteindre la deuxième cellule. Tous les n pixels parcourus via cet algorithme, il est ajouté une nouvelle cellule. Il arrive parfois que le suivi de contour s'égare par manque d'information sur l'image. Si c'est le cas, les nouvelles cellules recueillies, sont supprimées et le contour est laissé tel quel.

Passage à l'image suivante

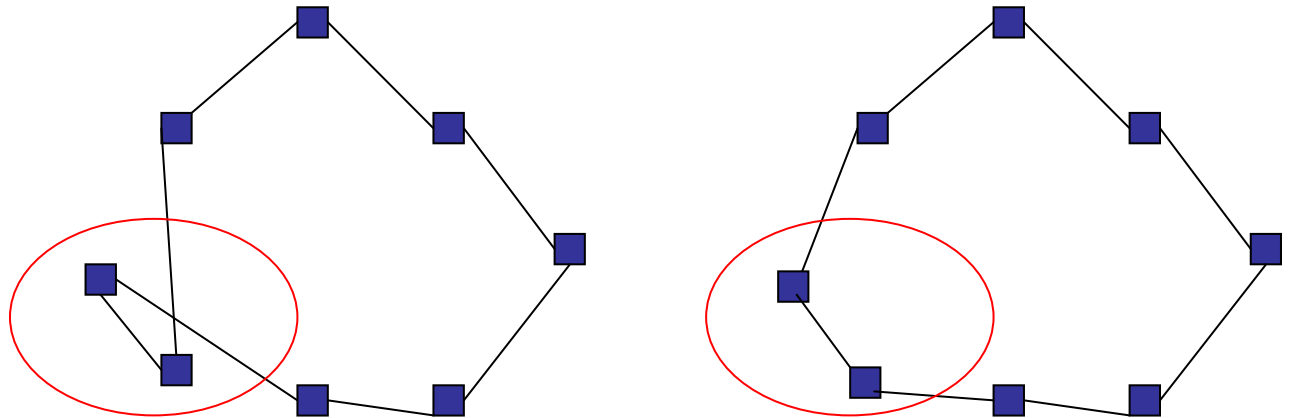
Lorsque le pourtour a été défini, on passe à l'image suivante pour y détecter à nouveau le foie. Le serpent de la coupe précédente est alors copié, puis rétréci de sorte qu'il soit toujours plus petit que le foie si ce dernier avait rétréci dans la nouvelle coupe. Le rétrécissement fait avancer chaque cellule de quelques pixels selon la direction inverse de sa normale. Le serpent est ensuite redéployé, puis le suivi de contour est appliqué.

Cette opération est répétée jusqu'à avoir détecté la totalité du foie.

Détections des anomalies

Il existe un phénomène qui peut se produire lors du rétrécissement du serpent. Normalement toutes les cellules se suivent pour former un polygone dont les côtés ne se croisent pas. Il peut arriver qu'une cellule passe devant l'autre. Si

rien n'est fait, très vite, le serpent dégénère et l'opération devient inutile. Un processus est alors exécuté afin de vérifier l'intégrité des cellules du serpent.



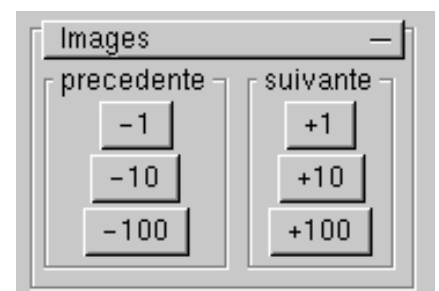
Pour ce faire, il est calculé à chaque cellule s'il y a intersection entre les côtés des deux cellules voisines. Si c'est le cas l'ordre des cellules est changé comme le montre le schéma ci-dessus.

Ajustement manuel

Il peut arriver, malgré tous les outils d'amélioration de la détection des contours, que le résultat aie, quand même, des défauts. L'utilisateur peut alors intervenir à tout moment pour déplacer, ajouter ou supprimer des cellules. Il peut aussi ajouter ou supprimer un serpent que ce soit pour la détection du foie comme pour la détection des tumeurs. En effet au fur et à mesure que les coupes défilent, le foie finit par se séparer en 2. C'est à l'utilisateur de supprimer le serpent en cours pour le remplacer par deux nouveaux serpents.



Il peut aussi revenir en arrière (ou en avant si la segmentation n'a pas commencé) et parcourir les coupes manuellement.



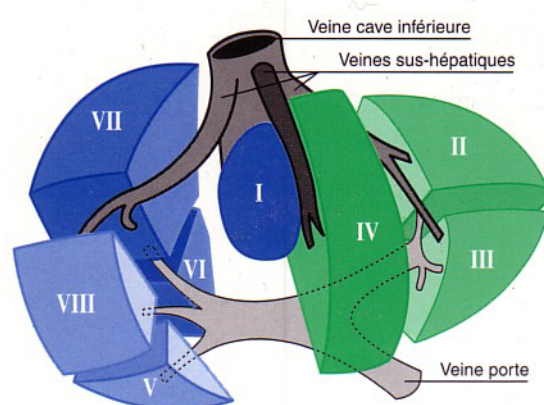
Détection du pourtour de la tumeur

La détection du pourtour de la tumeur se fait exactement de la même manière que celle du foie. Elle utilise les mêmes algorithmes. Cette partie sera donc passée sous silence.

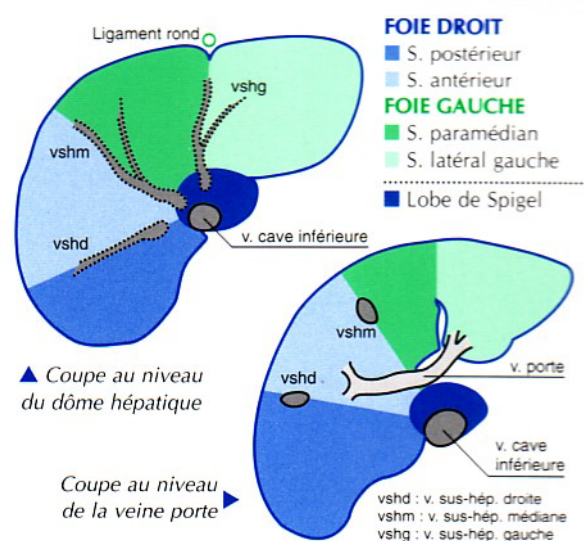
La segmentation hépatique

La segmentation hépatique est une description anatomique des différentes parties du foie dont l'intérêt est de permettre la localisation d'une lésion, d'une tumeur, et la décision d'intervention chirurgicale.

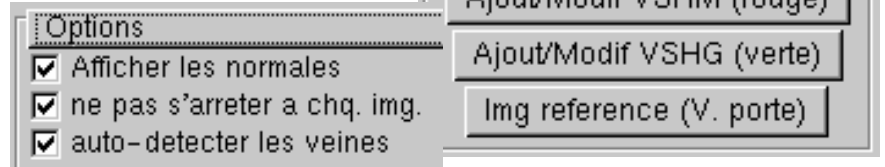
Il s'agit là de la deuxième partie du stage ou une découpe du foie doit y être effectuée selon le schéma de Couinaud (ci-contre). Ainsi, on obtient les 8 parties distinctes du foie. Pour ce faire, il faut détecter les veines séparant ces parties.



Ces veines comprennent la veine sus-hépatique droite, la veine sus-hépatique médiane, la veine sus-hépatique gauche et la veine porte. Les veines sus-hépatiques séparent le foie, de façon verticale en 4 parties. La veine porte sépare le foie de façon horizontale en deux parties.



Dès que les veines sont visibles, le médecin indique l'endroit où elles se trouvent. Dans les coupes suivantes, le programme détecte la nouvelle position des veines. Si cette détection ne s'avère pas efficace, l'utilisateur peut intervenir pour modifier les coordonnées des veines. Il peut aussi désactiver la détection automatique des veines.



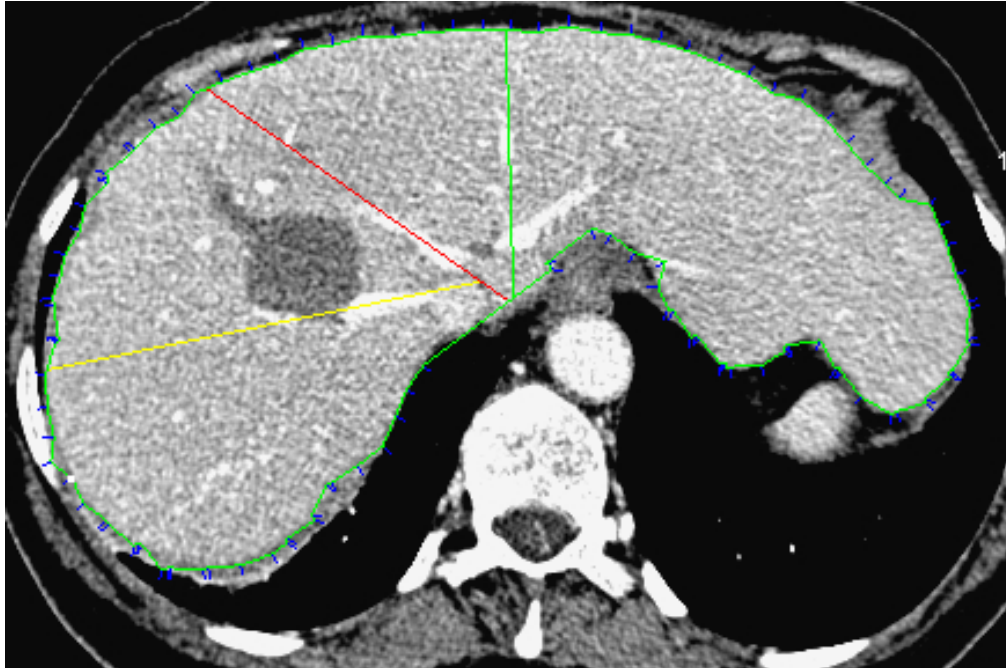
(Ici, les veines sont représentées par des droites en couleurs)

La veine porte coupe le foie en deux. L'utilisateur doit cliquer sur le bouton « img référence (V. porte) » pour indiquer qu'elle se trouve sur la coupe courante.

Pour détecter la nouvelle position des veines, on cherche, à 10 pixels autour de la droite représentant la veine, la partie la plus blanche. La droite est alors centrée sur la veine.

Interpolation : par exemple, à l'image 10, une veine est indiquée. Elle n'est plus indiquée à l'image suivante, puis elle est indiquée à nouveau à l'image 12. Une interpolation entre les informations recueillies dans les images 10 et 12 est faite pour indiquer une veine automatiquement dans l'image 11.

Une fois la segmentation hépatique terminée, un prolongement des veines se fait vers le haut et le bas du foie de sorte à avoir toujours les 3 veines sus-hépatiques indiquées sur chaque coupe. Il est aussi effectué une opération sur les droites représentant les veines, de sorte qu'elles touchent les parois du foie.



(Ici, les droites ont été prolongées : elle touchent les parois du foie)

Représentation en 3D

Toutes les données sont maintenant réunies. Le pourtour du foie comme celui des tumeurs sont établis dans leur intégralité, les veines et donc les lobes sont départagés. Il reste donc à rassembler ces données pour les représenter en 3 dimensions. La première étape est le maillage des sommets recueillis (cellules des serpents), que ce soit pour le foie, la ou les tumeurs, ou pour les veines.

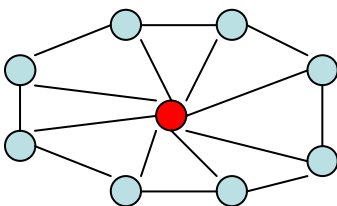
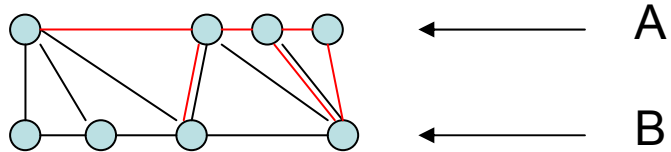
Maillage

Les tumeurs sont détectées de la même manière que le foie, avec la méthode du serpent. Il sera utilisé la même méthode pour le maillage de ses derniers.

On possède une liste de sommets ordonnés selon leur hauteur. Chaque groupe de points correspond à une coupe de hauteur h . Le maillage consiste à relier les points d'une coupe avec la suivante, en ne formant que des triangles qui ne s'entrecroisent jamais (côtés mis à part).

Soit un groupe de points de hauteur h nommé A , et le groupe de points suivant de hauteur $h+\delta$ nommé B , δ étant la distance entre chaque coupe.

On parcourt tous les points de A . A chaque sommet X , on recherche tous les sommets les plus proches de X , sans qu'ils soient encore plus proches des autres points de A . Dans l'ordre, on effectue un maillage entre x et ces points (traits en noir sur le dessin). On maille X avec son suivant et le dernier point le plus proche de X (en rouge). L'opération est répétée jusqu'à avoir parcouru tous les points de A . Le maillage entre A et B est alors réalisé.



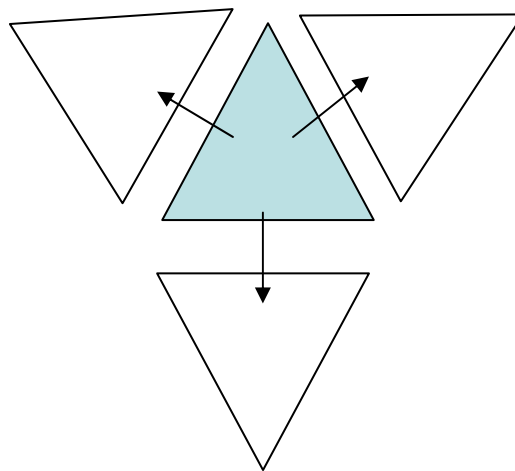
Reste maintenant à mailler le haut et le bas du foie. On calcule le centre du pourtour (ici en rouge) en faisant une moyenne de tous les points de ce dernier. On maille tous les points avec ce centre.

Le maillage des veines est simple : il suffit de relier les deux points de la veine avec les deux de la veine suivante et ceux pour tous les types de veines.

Lissage

Afin d'éviter d'avoir un résultat trop chaotique, j'ai pris l'initiative de faire un lisseur d'objet 3D.

La première étape consiste à organiser les faces de l'objet. Chaque face connaît les faces adjacentes à toutes ses arêtes. Au lieu d'avoir un objet qui contient un tableau de sommets et un tableau de face, on se retrouve avec un objet qui contient en plus un tableau d'arêtes. Il s'agit d'un objet surfacique évolué (se reporter au schéma simplifié de Studio3D). Retrouver les faces adjacentes, et retrouver les arêtes (il ne doit pas en avoir une en double comme pour les faces), prend un temps de calcul factoriel. Cela n'a aucun effet sur des objets de petite taille. Par contre, sur des objets qui prennent près de 5Mo en mémoire, cela peut prendre une à deux minutes de calcul. Bien sûr, il aurait été peut être plus judicieux de faire directement un objet évolué, seulement, le temps m'a manqué, et j'ai préféré le consacrer à d'autres détails.



La seconde étape est le lissage. A chaque sommet de chaque face, on fait la moyenne des barycentres des faces adjacentes à ce sommet. Le lissage est fait. On peut l'appliquer au foie comme au(x) tumeur(s).

Améliorations à apporter

Segmentation et déploiement du serpent.

Tous les pixels de l'image, ou du moins les pixels de la zone de calcul, subissent un traitement. Or tous ces points ne seront pas parcourus par le serpent. Il y a là une perte de temps qui peut être rattrapée. Il est possible d'effectuer ce calcul en même temps que le déploiement du serpent. Il serait effectué partout où les cellules passeront. Cependant, le pré calcul est optimisé et l'accès direct à une position donnée risque de coûter cher puisque l'on est obligé d'utiliser les opérateurs crochets (et non les pointeurs mobiles) pour aller dans la bonne zone mémoire de l'image. La seule solution pour se faire une idée est de comparer les deux possibilités.

Détection des anomalies et affinage des outils de détection de pourtour

La détection des pourtours connaît une certaine limite et peut être améliorée. Tous les pourtours du foie ne sont pas parfaitement nets, ce qui implique la nécessité d'introduction d'outils permettant de faire du ré-haussement de contraste localement. Cela simplifierait la tâche de l'utilisateur encore plus, en lui minimisant les interventions.

Maillage

Le maillage du foie n'est pas tout à fait complet. Lorsque le foie se divise en deux d'une coupe à l'autre, on se trouve au départ avec un serpent, et on se retrouve à la coupe suivante avec deux serpents. C'est le maillage d'un serpent avec deux serpents qui n'a pas été réalisé par manque de temps. Cela ne voit pas beaucoup à l'affichage.

Lissage

Quand au lissage, il reste toujours le problème de conversion d'un objet surfacique en objet surfacique évolué. Le temps de calcul est factoriel. Il faudrait utiliser la règle « diviser pour régner » en découpant l'objet en plusieurs parties afin d'effectuer plusieurs conversions, puis en fusionnant toutes les parties converties. Cela demanderait de l'habileté pour maîtriser la séparation et la fusion des paquets, mais le résultat serait sûrement intéressant.

Conclusion

Le stage dans son ensemble a été très satisfaisant. J'ai réussi à faire tout ce qu'avait demandé le professeur Claude Marcus et même un peu plus (je pense au lissage). On a là un logiciel capable de représenter le foie en 3 dimensions avec la représentation, par effet de transparence, de ses tumeurs ainsi que de ses différentes parties. On peut alors voir l'endroit exact où se trouve la tumeur et dans quelle partie du foie elle est.

Je serais encore plus content si j'apprenais que le logiciel est utilisé par les médecins, et qu'il apporte une donnée supplémentaire suffisamment claire pour aider les chirurgiens à effectuer un diagnostic. Reste maintenant à le tester sur le terrain...

La médecine évolue beaucoup, et les médecins utilisent de plus en plus des logiciels qui permettent de simuler en partie une opération. Cela leur donne la possibilité de prendre leur temps, face à des images, qui normalement auraient dues être vues directement par l'oeil du chirurgien, en temps réel. Ils peuvent voir le trajet exact à suivre dans le corps, afin de mettre en place le meilleur parcours à effectuer lors de l'opération. C'est avec satisfaction que j'ai participé à cette évolution.